

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許出願公告番号

特公平7-21560

(24) (44) 公告日 平成7年(1995)3月8日

(51) Int. CL <sup>9</sup>	識別記号	庁内整理番号	P I	技術表示箇所
G 2 1 K 4/00	C	9014-2G		
G 0 1 T 1/20	E	9014-2G		

請求項の数15(全 7 頁)

(21) 出願番号	特願平3-516754	(71) 出願人	999999999 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、12345、ニューヨーク州、 スケネクタディ、リバーロード、1番
(86) (22) 出願日	平成3年(1991)9月20日	(72) 発明者	キングスレイ、ジャック・ディーン アメリカ合衆国、12039、ニューヨーク州、 スケネクタディ、オーチャード・パーク・ ドライブ、2121番
(65) 公表番号	特表平4-505810	(72) 発明者	クessニック、ロバート・フォーレスト アメリカ合衆国、12309、ニューヨーク州、 スケネクタディ、ミリングトン・ロード、 1021番
(43) 公表日	平成4年(1992)10月8日	(74) 代理人	弁理士 左沼 祐二
(86) 国際出願番号	PCT/US91/06856		
(87) 国際公開番号	WO92/06476		
(87) 国際公開日	平成4年(1992)4月16日		
(31) 優先権主張番号	590,846		
(32) 優先日	1990年10月1日		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
		審査官 田村 爾	
		(56) 参考文献 特開 昭63-259485 (J P, A)	
		特開 昭62-115390 (J P, A)	

(54) 【発明の名称】 X線作像配列を形成する方法と配列

1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 予定の一次配列パターンとして配置された複数個の感光作像セルを持つ感光作像配列を設け、該感光作像配列は、該感光作像配列の前記一次配列パターンに対して予定の位置関係を持つ第1組の基準特徴を持っており、別個のシンチレータ基板の上にシンチレータ要素の配列を形成し、該シンチレータ要素は前記予定の一次配列パターンで配置されており、前記シンチレータ配列は、該シンチレータ配列の前記一次配列パターンに対して予定の位置関係を持つと共に、前記第1組の基準特徴に対して相補的な第2組の基準特徴を持っており、前記感光作像配列及び前記シンチレータ配列を互いに密に接近させ、前記感光作像配列及び前記シンチレータ配列との間に光学結合媒質を付加し、該光学結合媒質は前記配列の相対的な位置を調節する間は流動性であって前記

2

配列間の完全性の高い光学結合を形成し、第一の基準特徴の第二の基準特徴に対する関係から、前記シンチレータ配列の一次配列パターン及び前記感光作像配列の一次配列パターンが整合状態に固定するのに正しい形で配置されるまで、前記配列の相対的な位置を調節し、前記感光作像配列及び前記シンチレータ配列を固定して、前記感光作像配列及び前記シンチレータ配列を整合した状態に保つ工程を含むX線作像配列を形成する方法。

【請求項2】 前記第1組の基準特徴が前記感光作像配列と一体である請求項1記載の方法。

【請求項3】 前記第1組の基準特徴が前記感光作像配列を製造する時の人為構造である請求項2記載の方法。

【請求項4】 前記第2組の基準特徴が前記シンチレータ配列の物理的な部品と一体である請求項1記載の方法。

【請求項5】 前記第2組の基準特徴が、個別のシンチレ

(2)

特公平7-21560

3

ータ要素をそこに設けた位置を制御する、前記シンチレータ配列の物理的な部品と一体である請求項4記載の方法。

【請求項6】シンチレータ要素の配列を形成する工程が、前記シンチレータ基板の上に光学反射面を設ける工程を含む請求項1記載の方法。

【請求項7】前記感光画像配列には、前記シンチレータ配列にあるシンチレータ要素と同じ数の感光セルがある請求項1記載の方法。

【請求項8】前記シンチレータ配列には、前記感光画像配列にある感光セルよりもより多くのシンチレータ要素がある請求項1記載の方法。

【請求項9】前記感光画像配列には、前記シンチレータ配列にあるシンチレータ要素よりもより多くの感光セルがある請求項1記載の方法。

【請求項10】形成する工程が、その地形的な特徴が相隣たる隆起したメサを含む様な地形的にパターンぎめした面を設けることを含み、該メサ中心のパターンが前記一次配列パターンと略同じであり、更に形成する工程が、該パターンぎめした面の上にある構造のシンチレータ材料を成長させることを含み、前記構造のシンチレータの要素の位置が前記面の地形によって決定される請求項1記載の方法。

【請求項11】成長させる工程が、蒸着、スパッタリング又は化学反応気相成長によって、前記地形面の上にシンチレータ要素を成長させることを含む請求項10記載の方法。

【請求項12】シンチレータ材料が、シンチレータ材料に希望する組成を持つシンチレータ母材料の本体の蒸着によって供給される請求項11記載の方法。

【請求項13】予定の一次配列パターンに配置された複数の感光画像セルを持ち、且つ基準特徴を含む感光画像配列と、前記予定の一次配列パターンで支持板上に配置されると共に、前記感光画像配列に存在する基準特徴に対して相補的な基準特徴を持つシンチレータ要素の配列と、前記感光画像配列と前記シンチレータ要素の配列との間に配置されて前記配列間に完全性の高い光学結合を与える硬化性光学結合媒質とを有し、前記感光画像配列及び前記シンチレータ配列は、夫々の基準特徴を整合する様に配置して互いに固着されたX線画像配列。

【請求項14】前記感光画像配列及び前記シンチレータ配列の間に配置された光学結合媒質を有する請求項13記載のX線画像配列。

【請求項15】前記シンチレータ配列が、前記感光画像配列から遠い方のシンチレータ要素の端に光学反射面を有する請求項13記載のX線画像配列。

【発明の詳細な説明】

関連出願

この出願はJ.D.キングズレーが出願した発明の名称「高感度、高分解能固体X線画像装置」という平成4年特許

4

願第501500号（特許出願公表平成5年第502764号）と関連を有する。この別の出願の全体をここで引用しておく。

発明の背景

発明の分野

この発明はX線画像技術の分野、更に具体的に云えば、X線像の電子的な読出しに関する。

発明の背景

現在、X線像を求める為に種々の方式を利用することができる。普通の1つの方式はX線吸収蛍光体スクリーンを用いるもので、これが光学的な放射線を放出し、この放射線が蛍光体スクリーンの近くに保持した写真フィルムの露出をする。この方式は分解能が高いと云う利点があるが、可視X線像を得る為には写真フィルムを現像する必要があるので長時間では有効ではない。

別の方式はX線イメージ増倍管を用いるもので、X線が蛍光スクリーンによって吸収され、このスクリーンが放出する光子が光電子放出材料の層に吸収され、この材料が放出する電子を加速して蛍光体スクリーンに集束し、一層強度の強い可視像を発生する。この装置は長時間で動作するが、光の散乱、不完全な電子光学系、イメージ増倍管をカメラに結合する光学系の鮮明さの欠除並びにその他の影響の結果として、分解能の比較的低い像ができるという欠点がある。更に、これは高ばり、脆く、高価であり、動作させるのに高い電圧を必要とする。

発明の名称「構造X線蛍光体スクリーン」というルボスキー他に付与された米国特許第4,011,454号（その全体をここで引用する）には、蛍光スクリーンとして或る構造のシンチレータ材料を使うことによって分解能を高めた変形X線イメージ増倍管が記載されている。この構造シンチレータ・スクリーンは真空蒸着過程によって作られる。この過程では、源のポートからCsIを蒸発させ、或る形状の構成にした面に沈積して、柱状シンチレータ要素を作る。この沈積の間、この構造面は50℃乃至150℃の範囲内の温度に保たれる。その後、シンチレータを450℃乃至500℃で焼成してシンチレータを固める。この沈積過程をこの後繰返して、一層背の高いシンチレータ要素を作る。この後、450℃乃至500℃でもう一回焼成して、シンチレータを固める。最後の沈積の後、シンチレータを615℃で焼成する。

最近、電子式の像処理技術が急速に進歩した。こう云う進歩により、計算機式断層写真法（CT）装置が実用になったばかりではなく、医療用の診断の道具として非常に貴重になった。然し、こう云う装置は典型的なX線装置よりもずっと大形で一層高価であり、身体の胸部X線像よりも、身体を通るスライスの像を求めるのに一層よく適している。

改良された変調伝達関数（MTF）を持つ高分解能のX線画像装置に対する要望がある。変調伝達関数は出力コントラストを入力の変調で除したものであり、空間変調周

(3)

特公平7-21560

5

波長の関数である。

今日、半導体感光作像配列が広く利用できる様になっている。それがテレビ・カメラ、ファクシミリ装置及び広い範囲に及ぶその他の用途に使われている。こう云う感光作像配列は、 $1\mu\text{m}$ 当たり5より多い線対と云う分解能で作ることができ、その為、可視光像を電子的な形式に高い分解能で変換することができる。露光の悪いことに、X線の分野では、この様な感光作像配列はX線放射に対応せず、X線作像の用途に有効に使うには小さ過ぎる。

典型的にはX線フィルムに作られていた様な形式のX線像のX線作像技術で、露光時間で分解能を高めること、並びに像データの電子処理を容易にする為に、光出力ではなくX線像の電子出力に対する要望がある。

前に引用した係属中の米国特許出願では、感光作像配列の上に或る構成のシンチレータ配列を成長させることによって、こう云う配列を作っている。この方式は有効であるが、2つの欠点がある。第一に、感光作像配列の上にシンチレータ構造を成長させる必要により、作像配列を製造する為並びにシンチレータ配列を成長させる為に使うことができる処理工程が制限される。第二に、製造中に作像配列を破壊したり或いはシンチレータ配列を使いものにならなくする様な誤りにより、製造コストが高くなる。これは、その結果として、役に立つ感光作像配列又はシンチレータ構造が得られなくなるからである。従って、この様なX線作像配列を作る上での融通性を高めることに対する要望がある。

#### 発明の目的

従って、この発明の主な目的は、歩留まりを高くして電子読出しX線作像装置を提供することである。この発明の別の目的は、約250°Cを越える温度で処理ができる様にする事により、シンチレータ構造を持つX線作像配列の性能を最適にすることである。

#### 発明の要約

図面を含めて明細書全体として、上記並びにその他の目的が明らかになる。この発明では、感光作像配列と同じ配列パターンを持つ或る構成のシンチレータ配列を設け、シンチレータ要素を感光セルと整合させて2つの配列を一緒に結合して、シンチレータ構造に吸収されたX線によって発生されたルミネッセンス光を電子的に読出す様にする。

一実施例では、この構造のシンチレータ配列を成長板の上に成長させる。この成長板は、中間の溝によって隔てられた複数の個別のメサで構成された地形面を備えている。この地形面のメサには、感光作像配列の感光セルと中心間隔の同じパターンを設ける。この後、この成長板の上にCsIの様な或る構成のシンチレータを成長させるが、そのやり方は、CsIの成長を個別のメサに局限して、メサ間の溝の領域では起こらない様に制限する。その結果、作像配列の感光セルと同じパターンに配置さ

6

れたCsIシンチレータ要素の或る構成の柱状配列が得られる。この成長、並びにシンチレータを活性化するための追加の熱処理の後、シンチレータ配列を感光配列と整合させ且つそれに係合する。

正確な整合が容易にできる様に、感光配列及びシンチレータ配列成長板の両方には、各々のシンチレータ要素が1つの感光セルだけと整合する様に保証する為、感光配列とシンチレータ配列の間の十分に正確な整合ができる様にする一体に形成された光学整合マークを設けることが好ましい。

感光作像配列から遠い所にあるシンチレータ要素の端に反斜面を設け、感光作像配列とシンチレータ配列の間に光学結合層を配置し、個別のシンチレータ要素から関連する感光セルへの光の伝達を最大に知ることが好ましい。

#### 図面の簡単な説明

この発明の要旨は明細書の終わりに具体的に指摘し、且つ明確に記載してある。然し、この発明の構成、作用、並びにその他の目的及び利点は、以下図面について詳しく説明する所から最もよく理解されよう。図面に於て、第1図は感光作像配列の様式化した斜視図である。

第2図は或る構成のシンチレータ配列の様式化した斜視図である。

第3図は或る構成のシンチレータ配列をその上に形成することのできる地形面の詳細図である。

第4図は或る構成のシンチレータ配列の詳細図である。第5図は第1図の感光配列を第2図の或る構成のシンチレータ配列と整合させ且つ結合して、高分解能のX線作像構造とした状態を示す。

第6図は第4図の構造の変形を示す。

#### 詳しい説明

感光配列10が第1図に様式化した斜視図で示されている。配列10は中心の感光領域14を持ち、この中には2次元配列として付設された多数の個別の感光セルがある。この配列は矩形であることが好ましいが、この他の配列の形を用いてもよい。感光部分の外側に、配列10が基盤整合マーク16を持ち、その位置は感光セルの配列に対して予め決定されている。こう云う光学整合マークは、感光作像配列を形成する過程の一体の一部として形成することが好ましい。即ち、こう云うマークは、感光作像配列の種々のパターンぎめを制御する写真製版マスクに入れておいて、感光作像配列の全ての感光セルの位置に対して一定の不変の位置関係を持つ様にする。これは、この後の組立て工程での感光作像配列の正確な整合を容易にするものである。この感光作像配列は、普通のX線胸部撮影に十分な大きさを持つ薄膜トランジスタ読出しフォトダイオード配列であることが好ましい。即ち、その範囲は約25×25cm乃至約45×40cmであり、約100万乃至約1700万個の感光セルを有する。

第2図には、或る構成のシンチレータ配列が様式化した

(4)

特公平7-21560

7

斜視図で示されている。このシンチレータ配列は、支持板20の上に配列されたシンチレータ材料30の或る構造領域で構成される。この配列は、予定の配列パターンで配置された別々の個別の要素で構成されると言う意味で、或る構造である。支持板20が、この構造シンチレータ30が占める領域の外側に配置された複数の整合マーク36を持っている。こう言う整合マーク36は、シンチレータ30の配列構造に対して既知の予定の関係に位置決めされる。こう言う整合マークがシンチレータ配列の個別の要素に対して所期の位置関係を正確に持つ様に保証する

為、それらはこのシンチレータ配列を形成する過程の一体の一部として形成することが好ましい。感光配列の整合マーク16とシンチレータ配列の整合マーク36は、それらが正しく整合した時、感光配列の個別の配列要素がシンチレータ配列の個別のシンチレータ要素と整合する様に形成され且つ配置されている点で、相補的である。マイクロエレクトロニクスの写真製版の当業者であれば、種々の整合マークの組がよく知られている。例えば、感光作像配列の基板上のマークは塗り蒔しの円、四角、三角形、十字等であってよく、シンチレータ基板上のマークはそれと合さる塗り蒔きない円又は四角等であってよい。この整合方法は、しかしながら、マイクロエレクトロニクスで使われるものとはかなり異なる。それは、2つの基板の間の間隔が300乃至450ミクロン又はそれ以上と言う様に（マイクロエレクトロニクスの観点からすると）比較的広く、こう言う間隔では、マイクロエレクトロニクス用の整合装置では、両方の組の整合マークを同時に焦点が合さる様にすることはできないからである。この問題は、コリメーションが非常によい光源を使うと共に二重作像装置を用いて、それが2つの相異なる基板の整合マークに別々に焦点合せをする様にすることによって、解決することができる。

第3図には、シンチレータ成長制御板として構成された支持板20の一部分が詳しく示されている。成長板20が複数のメサ22を持ち、これらが中間の溝又は窪み24によって隔てられている。この成長板は、アルミニウム、硝子、熔融石英、レキサン（登録商標）、ポリイミド又はその他の材料を含む任意の適当な材料であってよい。最終的な構造に熱によって誘起された応力が問題になる場合、熱膨張係数が似ている基板を選ぶことによって、この応力を減らすことができる。

前に引用した米国特許第4,011,454号に記載されている方法では、支持板20の上面の上に蒸着によって或る構造のシンチレータ配列を成長させて、柱状シンチレータ配列を設けることができる。この配列の詳細図が第4図に示されており、この図では個別のシンチレータ要素32はメサに制限されていて、150乃至450ミクロン又はそれ以上の高さを持つことができる。100ミクロンのピッチを持つ作像装置では、メサは70×70ミクロン平方で幅30ミクロンの溝によって隔てられていることが好ましい。蒸

8

着の代わりに、シンチレータ要素を成長させるのにスパッタリング又は化学反応気相成長を用いてもよい。或る構造のシンチレータ材料を成長させた後、個別のシンチレータ要素32の間のすき間34は、各々の要素の中で発生されて閉鎖する感光セルによって集光される光の部分を最大にする為に、二酸化チタン、酸化マグネシウム又は酸化鉛粉末の様な反射材料で充填することが好ましい。シンチレータ構造を軽く振動させると、こう言う粉末が隣合ったシンチレータの柱の間のすき間に着くのを助けることができる。

この発明では、感光作像配列から成長板20を遠去けて作像装置を組立て、ルミネッセンスがシンチレータ要素の最初に成長した方ではない端から出て来る様にすることが好ましい。そうする為、この組立て作業に備えて、或る構造のシンチレータの頂部を研磨することが必要になることがある。この面は、感光配列とシンチレータ配列を最終的なX線作像配列に組立てる直前に、最初は流動性を持つ光学結合媒質40で被覆することが好ましい。この流体が、その後凝固して、配列を所定位置に保持する助けをする接着剤となることが好ましい。ダウ・コーニング社から入手し得るシルガード（登録商標）の様なシリコーン・ボutting・ゲルが適当な光学結合材料である。その後、感光配列をシンチレータ配列の上に置き、整合マーク16,36の間の関係によって、2つの配列が正確に整合するまで、こう言う整合マークを観察しながら、その横方向の位置を調節する。次に、2つの配列の相対的な位置を固定し、光学結合媒質を凝固させる。こうすることにより、感光配列が、或る構造のシンチレータ配列の内、成長板20から遠い方の面に配置される。感光作像配列に対してシンチレータ配列を正しく整合させることが、最高感度を持つ品質のよい高分解能の像を作る決め手である。これはいくつかの理由がある。第一に、所定のシンチレータ要素が1つより多くの感光セルに重なる様に配列が組立てられた場合、そのシンチレータ要素からの光が2つ又は更に多くの異なる感光セルによって集光され、その結果分解能が低下する。更に、このシンチレータ要素からの若干の光は、感光作像配列に、感光セルの間で入射し、集光されない。従って、正確な整合が最高性能にとって決め手であると考えられる。この発明で、成長板の整合基準マークを成長板の地形パターンを形成する過程の一体の一部として形成するのが好ましいとするのはこの理由からである。それは、こうすると、マークが個別のシンチレータ要素に対して一定の予定の位置を持つことが保証されるからである。この発明で、整合基準マークを感光作像配列自体を形成する過程の一体の一部として作ることによって、感光作像配列を形成するのが好ましいとするのも、この同じ理由からである。

こうして装置が組立てられる時、固有の性質として反射性である成長板20を使うか、又は成長を開始する前に、

特公平7-21560

(5)

9

成長板を第6図に示す様な反射層26で被覆して、それが、この面に入射する光があれば、その光をシンチレータ配列の反対側にある開窓する感光セルに向かって、個別のシンチレータ要素32に発射する様にすることが好ましい。この反射面は、金属の成長板を使うことにより、又は透明な成長板を、成長過程を開始する前に、金属層の様な適当な反射材料で被覆することによって設けることができる。このX線作像配列は、感光作像配列を作動するのに必要な低い電圧しか必要とせず、頑丈で、保守がいらない。

成長板を感光作像配列から遠ざけて組立てた時、作像装置自体は、成長板をX線源の方に向けてX線を検出する様に取付けられる。この為、成長板は、X線作像過程を妨げない様に、X線に対して十分透明であるべきである。石英及びアルミニウムが適当な材料である。

成長板を感光作像配列から遠ざけてこの様にX線作像装置を組立てる代わりとして、成長板を感光作像配列に隣接して組立てを行なってもよい。その場合、成長板はルミネッセンスの光に対して透明であると共に、散乱や、ルミネッセンスの光が、感光作像配列の1つの感光セル\*20

10

\*と整合した状態からこの配列の異なる1つの感光セルへ整合する状態へその他の形で伝達されるのを最小限に迎える位に薄手にすべきである。この場合、ポリイミド層が適当な成長板である。

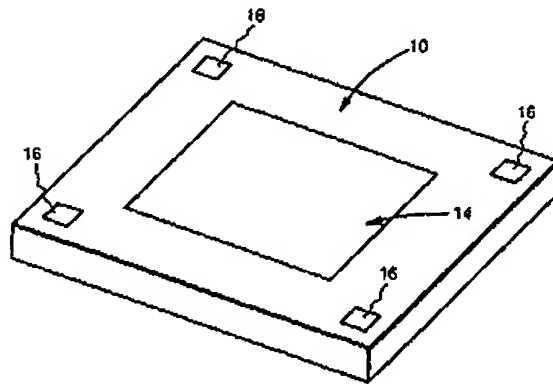
しかし、この組立ては、支持板又は成長板が一般的には、ルミネッセンスがシンチレータから感光作像配列へ効率よく伝達されるのを妨げる程厚手であるので、好ましくない。

感光作像配列とシンチレータ配列の要素の数を同じにすることが好ましいが、感光作像配列がシンチレータ配列よりも一層大きくて、より多くの要素を持つか或いはその逆であってもよい。

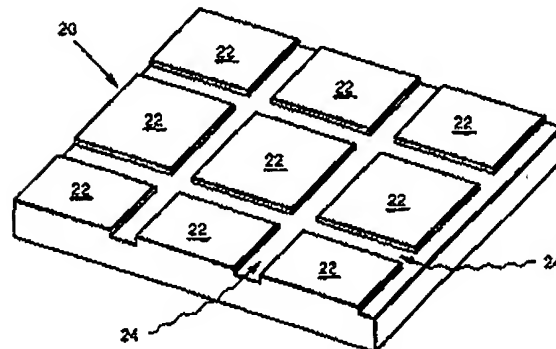
このシンチレータ構造を成長させる代わりに、鋳引き、レーザによる削磨、化学的なエッチング又はその他の方法によって形成してもよい。

この発明の或る好ましい実施例を詳しく説明したが、当業者には種々の変異が考えられる。従って、請求の範囲は、この発明の範囲内に入るこの様な全ての変異を包括するものであることを承知されたい。

【第1図】



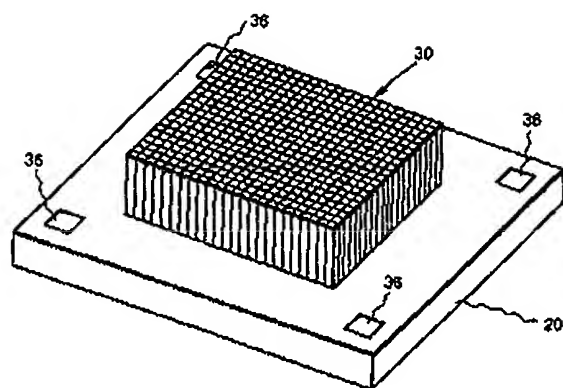
【第3図】



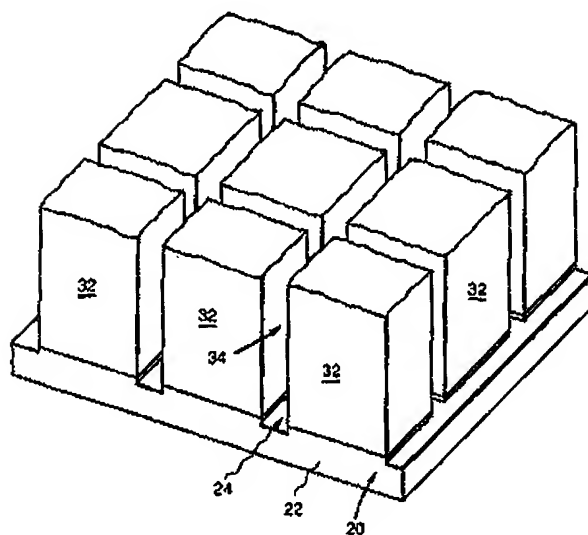
(5)

特公平7-21560

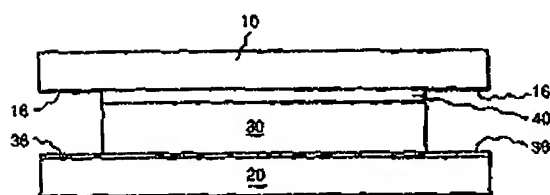
【第2図】



【第4図】



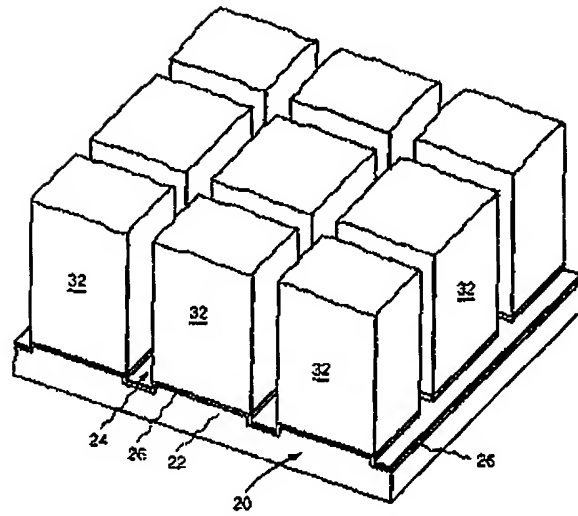
【第5図】



(7)

特公平7-21560

【第6圖】



-----  
Japan Patent Office is not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

### [Detailed Description of the Invention]

Application of related \*\*\*\*\* has the Heisei 4 patent application No. (patent application official announcement [ Heisei 5 ] No. 502764) 501500 and relation which are called the name "high sensitivity and high-resolution solid-state X-ray imaging equipment" of invention for which J.D. Kingsley applied. This another whole application is quoted here.

Invention of \*\*\*\*\* of background invention of invention relates to electronic read-out of an X-ray image, if it says the field and also concrete target of X-ray imaging technology.

Various methods can be used in order to ask for an X-ray image now [ of invention / background ]. One ordinary method emits radiation with this optical using an X-ray absorption emitter screen, and the photographic film which this radiation held near the emitter screen is exposed.

Although there is an advantage which says that this method has high resolution, since it is necessary to develop a photographic film in order to obtain a visible X-ray image, in the real time, it is not effective.

Using an X-ray image intensifier, an X-ray is absorbed by the fluorescent screen, the photon which this screen emits is absorbed by the layer of photoelectric-emission material, and another method accelerates the electron which this material emits, converges on an emitter screen, and generates a visible image with still stronger intensity. Although this equipment operates by the real time, there is a fault of resolution that a low image is made comparatively, as a result of removal of the clearness of dispersion of light, an imperfect electron optics system, and the optical system that combines an image intensifier with a camera, and the influence of other. Furthermore, this needs voltage high to \*\*\*\*\* and it being weak, being expensive and making it operate.

The deformation X-ray image intensifier which raised resolution to U.S. Pat. No. 4,011,454 (the whole is quoted by \*\*\*\*) given to RUBOSUKI called the name "a structure X-ray emitter screen" of invention by using the scintillator material of a certain structure as a fluorescent screen is indicated. This structure scintillator screen is made by vacuum deposition process. CsI is evaporated from the boat of a source, it deposits to the field made the composition of a certain configuration, and a pillar-shaped scintillator element is made from this process. This structure side is maintained at the temperature within the limits of 50 degrees C or 150 degrees C during this deposit. Then, a scintillator is calcinated at 450 degrees C or 500 degrees C, and a scintillator is hardened. This deposit process is repeated after this and a still taller scintillator element is made. Then, it calcinates once again at 450 degrees C or 500 degrees C, and a scintillator is hardened. A scintillator is calcinated at 615 degrees C after the last deposit.



Recently, the image-processing technology of an electronic formula progressed quickly. By progress said like this, computer formula laminogram method (CT) equipment was not only used, but became very precious as a tool of a diagnosis of medical application. However, the equipment said like this is much large-sized, much more more expensive than a typical X-ray plant, and much more well suitable for asking for the image of the slice which passes along the body from the thorax X-ray image of the body.

There is a request to the X-ray imaging equipment with the improved modulation transfer function (NTF) of a high resolution. The modulation transfer function \*\* output contrast in the modulation of an input, and is a function of space modulation frequency.

A semiconductor sensitization imaging array can use now widely today. It is used for the use of others which attain to a television camera, facsimile apparatus, and the latus range. From per [ 5 ] mm, the sensitization imaging array said like this can be made from the resolution called many line pairs, and, for the reason, can change a visible light figure into an electronic form with high resolution. An inconvenient such [ especially / in the field of an X-ray ] sensitization imaging array is too small for not answering X-ray emission but using effective in the use of X-ray imaging.

It is the X-ray imaging technology of the X-ray image of form which was typically made by the X-ray film, and in order to make easy raising resolution by the real time, and electronic processing of image data, there is a request to not an optical output but the electronic output of an X-ray image.

The array said like this is made from the U.S. patent application under connection quoted before by growing up the scintillator array of a certain composition after a sensitization imaging array. Although this method is effective, there are two faults. Down stream processing which can be used in the first place according to the need of growing up scintillator structure after a sensitization imaging array in order to manufacture an imaging array, and in order to grow up a scintillator array is restricted. An imaging array is destroyed or a manufacturing cost becomes high by error which becomes useful and carries out a scintillator array to the second during manufacture. This is because helpful sensitization imaging array or scintillator structure is no longer acquired as the result.

Therefore, there is a request to raising versatility when making such an X-ray imaging array. The purpose of invention, therefore the main purposes of this invention are making the yield high and offering electronic read-out formula X-ray imaging equipment.

Another purpose of this invention is making the optimal the performance with scintillator structure of an X-ray imaging array, when it is made to be possible [ processing ] at the temperature exceeding about 250 degrees C.

The purpose of the above and others will become clear as the whole specification including the summary drawing of invention. In this invention, the scintillator array of a certain structure with the same array pattern as a sensitization imaging array is prepared, a scintillator element is adjusted with a sensitization cell, two arrays are combined together, and the luminescence light generated by the X-ray absorbed by scintillator structure is read electronically.

In the one example, the scintillator array of this structure is grown up on a growth board. This growth board is equipped with the geomorphic surface which consisted of two or more individual mesas separated by the middle slot. The pattern with same sensitization cell of a sensitization imaging array and interval between centers is prepared in the mesa of this geomorphic surface. Then, although the scintillator of a certain structure like CsI is grown up on this growth board, the way localizes growth of CsI to an individual mesa, and it restricts it in the

field of the slot between mesas so that it may not happen. Consequently, the pillar-shaped array of a certain structure of the CsI scintillator element arranged at the same pattern as the photocell of an imaging array is obtained. After heat treatment of the addition for activating this growth and a scintillator, a scintillator array is adjusted with a sensitization array, and it engages with it. In order to guarantee so that each scintillator element may have consistency only with one sensitization cell to both a sensitization array and a scintillator array growth board, since it can be made to perform exact adjustment easily, it is desirable to prepare the optical register mark formed in one which can be made to perform adjustment exact enough between a sensitization array and a scintillator array.

It is desirable to get to know transfer of the light to the sensitization cell which establishes an anti-slant face in the edge of the scintillator element in a place distant from a sensitization imaging array, arranges an optical binder course between a sensitization imaging array and a scintillator array, and is related from an individual scintillator element to the maximum. easy \*\*\*\* of a drawing -- the summary of this invention is pointed out concretely in the end of a specification, and is indicated clearly. However, the purpose and advantage of the composition of this invention, an operation, and others will be best understood from the place which explains a drawing in detail below. A view 1 is a perspective diagram which the sensitization imaging array format-ized in a drawing.

A view 2 is a perspective diagram which the scintillator array of a certain structure format-ized. A view 3 is the detail drawing of the geomorphic surface which can form the scintillator array of a certain structure on it.

A view 4 is the detail drawing of the scintillator array of a certain structure.

A view 5 adjusts the sensitization array of a view 1 with the scintillator array of a certain structure of a view 2, and joins together, and the state where it considered as the X-ray imaging structure of a high resolution is shown.

A view 6 shows deformation of the structure of a view 4.

The detailed explanation sensitization array 10 is shown to the view 1 by the format-ized perspective diagram. An array 10 has the central sensitization field 14, and the individual sensitization cell of a large number attached as two-dimensional array is in this. Although it is desirable that it is a rectangle as for this array, you may use the form of other arrays. An array 10 has the criteria register mark 16, and the position is beforehand determined as the outside of a sensitization portion to the array of a sensitization cell. As for the optical register mark said like this, it is desirable to form as a part of one of the process which forms a sensitization imaging array. That is, the mark said like this is put into the photoengraving-process mask which controls various eyes pattern \*\* of a sensitization imaging array, and has eternal fixed physical relationship to the position of all the sensitization cells of a sensitization imaging array. This makes easy exact adjustment of the sensitization imaging array like a next assembler. As for this sensitization imaging array, it is desirable that it is a TFT read-out photodiode array with sufficient size for ordinary X-ray thorax photography. That is, the range is about 20x20cm or about 40x40cm, and has about 1 million or about 17 million sensitization cells.

The scintillator array of a certain structure is shown to the view 2 by the format-ized perspective diagram. This scintillator array consists of a certain structure fields of the scintillator material 30 arranged on the support plate 20. This array is the meaning referred to as consisting of separate individual elements arranged by the array pattern of a schedule, and is a certain structure. The support plate 20 has two or more register marks 36 arranged on the outside of the field which this structure scintillator 30 occupies. The register mark 36 said like this is positioned by the relation

of a known schedule to the array structure of a scintillator 30. In order to guarantee so that the register mark said like this may have expected physical relationship correctly to the individual element of a scintillator array, as for them, it is desirable to form as a part of one of the process which forms this scintillator array.

When they have consistency surely, the register mark 16 of a sensitization array and the register mark 36 of a scintillator array are the points formed and arranged so that the individual array element of a sensitization array may have consistency with the individual scintillator element of a scintillator array, and are complementary. If it is this contractor of the photoengraving process of microelectronics, the group of various register marks is known well. For example, the marks on the substrate of a sensitization imaging array may be the circle of painting out, a rectangular head, a triangle, a cross joint, etc., and the mark on a scintillator substrate may be a circle or a rectangular head etc. which is not \*\*\*\*\* coating \*\*\*\*\* with it. This adjustment method differs from what is used by microelectronics considerably, carrying out a deer. the interval which it is comparatively large so that the interval between two substrates may call it 300, 450 microns, or more than it (considering the viewpoint of microelectronics), and is said like this -- the adjustment equipment for microelectronics -- the register mark of both groups -- simultaneous -- a focus -- \*\*\*\*\* -- it is because it cannot be made like When it is made to make a focus the register mark of two substrates which are different from each other separately, this problem is solvable using double imaging equipment, while collimation uses the very good light source. A part of support plate 20 constituted as a scintillator growth control strip is shown in the view 3 in detail. The growth board 20 has two or more mesas 22, and these are separated by a middle slot or a middle hollow 24. This growth board may be the suitable arbitrary material containing aluminum, glass, a fused quartz, a Lexan (registered trademark), a polyimide, or its other materials. When the stress by which induction was carried out to final structure with heat becomes a problem, this stress can be reduced by choosing the substrate which the coefficient of thermal expansion resembles.

By the method indicated by U.S. Pat. No. 4,011,454 quoted before, on the upper surface of a support plate 20, the scintillator array of a certain structure can be grown up, and a pillar-shaped scintillator array can be prepared by vacuum evaporation. The detail drawing of this array is shown in the view 4, and the individual scintillator element 32 is restricted to the mesa, and can have 150, 450 microns, or the height beyond it in this drawing. It is desirable that the mesa is separated by the slot with a width of face of 30 microns with imaging equipment with a 100-micron pitch 70x70-micron square. Instead of vacuum evaporation, you may use sputtering or a chemical reaction vapor growth for growing up a scintillator element.

After growing up the scintillator material of a certain structure, in order to make into the maximum the portion of the light condensed by the sensitization cell which is generated in each element and related, as for the crevice 34 between the individual scintillator elements 32, it is desirable to fill up with a charge of a reflector like a titanium dioxide, a magnesium oxide, or lead-oxide powder. The powder with which scintillator structure is said like this that it makes it vibrate lightly can help to settle in the crevice between the pillars of a \*\*\*\*\* scintillator.

It is desirable to make a sensitization imaging array to the growth board 20 come out in this invention from the edge which is not the direction where \*\*\*\*\* imaging equipment was assembled and luminescence grew up to be the beginning of a scintillator element. Since it does so, it may be necessary to prepare for this assembly work and to grind the crowning of the scintillator of a certain structure. As for this field, it is desirable to cover with the optical joint medium 40 which has a fluidity at first just before assembling a sensitization array and a

scintillator array in a final X-ray imaging array. The adhesives and the bird clapper to which this fluid carries out assistance which solidifies after that and holds an array in a predetermined position are desirable. Silicone potting gel like the sill guard (registered trademark) which may come to hand from Dow Corning is a suitable charge of optical binding material. Then, the position of the longitudinal direction is adjusted, observing the register mark said like this until it places after scintillator arranging a sensitization array, and two arrays have consistency correctly by the relation between register marks 16 and 36. Next, the relative position of two arrays is fixed and an optical joint medium is made to solidify. By carrying out like this, a sensitization array is arranged in the field of the one distant from the growth board 20 among the scintillator arrays of a certain structure.

Adjusting a scintillator array surely to a sensitization imaging array is the conclusive factor which makes the image with the highest sensitivity of a quality high resolution. This has several reasons. As lapped with many sensitization cells by the predetermined scintillator element in one, when an array is assembled in the first place, the light from the scintillator element is condensed by two or the sensitization cell from which many differ further, and, as a result, resolution falls to it. Furthermore, between sensitization cells, incidence of the light of the some from this scintillator element is carried out, and it is not condensed by the sensitization imaging array. Therefore, it is thought that exact adjustment is a conclusive factor for the highest performance. It is from this reason to suppose that it is desirable to form the adjustment reference mark of a growth board by this invention as a part of one of the process which forms the geographical feature pattern of a growth board. That is because it will be guaranteed that a mark has the position of a fixed schedule to an individual scintillator element if it carries out like this. It is also from this same reason to suppose that it is desirable to form a sensitization imaging array by making an adjustment reference mark from this invention as a part of one of the process which forms the sensitization imaging array itself.

In this way, if the light covers with the reflecting layer 26 as shows a growth board in a view 6, and it carries out [ light ] incidence to this field is before starting growth, using the growth board 20 which is reflection nature as a peculiar property, when equipment is assembled, it is desirable to discharge the light to the individual scintillator element 32 toward the related sensitization cell in the opposite side of a scintillator array. a metaled growth board is used for this reflector -- or a transparent growth board can be formed by covering with a suitable charge of a reflector like a metal layer, before starting a growth process Only low voltage required to operate needs a sensitization imaging array, this X-ray imaging array is strong, and maintenance does not need it. It is attached so that imaging equipment itself may turn a growth board to the direction of X line source for a growth board from a sensitization imaging array at the time of \*\*\*\*\* and an X-ray may be detected. For this reason, the growth board should be transparent enough to an X-ray so that X-ray imaging process may not be barred. A quartz and aluminum are suitable material.

Instead of assembling X-ray imaging equipment for a growth board like a \*\*\*\*\* lever from a sensitization imaging array, a sensitization imaging array may be adjoined in a growth board, and an assembly may be performed [ \*\*\*\*\* ]. In this case, to the light of luminescence, the growth board should make it to be transmitted to the state of having consistency to one sensitization cell from which this array differs, in other forms thin at the grade invited to the minimum from the state which dispersion and the light of luminescence adjusted with one sensitization cell of a sensitization imaging array while it is transparent. In this case, a polyimide layer is a suitable growth board.

However, since this assembly is thick so that a support plate or a growth board generally prevents luminescence from being efficiently transmitted to a sensitization imaging array from a scintillator, it is not desirable.

or [ that a sensitization imaging array has more still larger elements than a scintillator array although it is desirable to make the same the number of a sensitization imaging array and scintillator array elements ] -- or -- the -- it may be reverse

Instead of growing up this scintillator structure, you may form by the method of saw length, the ablation by laser, chemical etching, or others.

Although a certain desirable example of this invention was explained in detail, this contractor can consider various change. Therefore, a claim should consent to it being what includes such all change that enters within the limits of this invention.